

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公 開 特 許 公 報 (A)

(11)特許出願公開番号
特開2001-321352
(P2001-321352A)

(43)公開日 平成13年11月20日(2001.11.20)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-ト*(参考)	
A 6 1 B	5/05	A 6 1 B	5/05	B 4 C 0 2 7
	5/00		5/00	1 0 1 N

審査請求 未請求 請求項の数5 O L (全 8 頁)

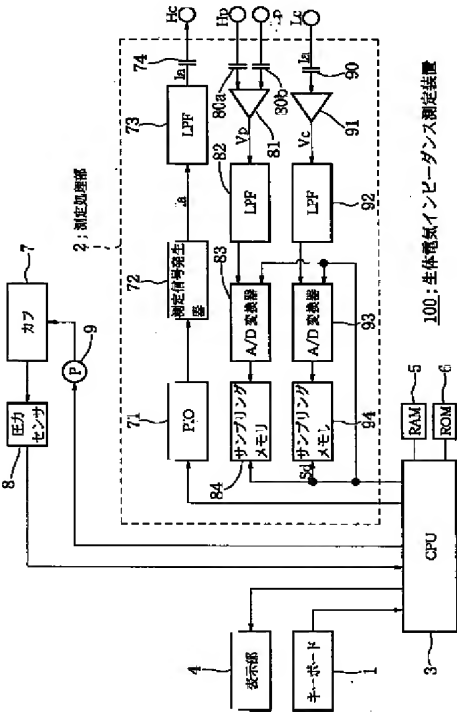
(21)出願番号	特願2000-143561(P2000-143561)	(71)出願人	000002174 積水化学工業株式会社 大阪府大阪市北区西天満2丁目4番4号
(22)出願日	平成12年5月16日(2000.5.16)	(72)発明者	石井 徹哉 茨城県つくば市和台32 積水化学工業株式 会社内
		(72)発明者	山崎 和俊 茨城県つくば市和台32 積水化学工業株式 会社内
		Fターム(参考)	4C027 AA06 CC00 DD00 DD03 FF01 FF02 GG09 KK03 KK05

(54)【発明の名称】 電気特性測定装置

(57)【要約】

【課題】 被験者のむくみを高い精度で定量的に測定することができるむくみ測定装置を提供すること。

【解決手段】 被験者の体の所定の表面部位間に圧力を加えることができる加圧手段7と、むくみ演算手段2、3とを有し、このむくみ演算手段2、3は、加圧手段7によって所定の表面部位に圧力を加えながら、電流測定手段によって測定された電流値と電圧測定手段によって測定された電圧値とから生体電気インピーダンスに基づいて演算された物理量の変化、すなわち、圧力手段により圧力を加えたときに細胞外液抵抗の逆数の値が変化しなくなったときの圧力の値によりむくみを演算する。したがって、被験者のむくみを高い精度で定量的に測定することができる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 測定信号を生成する信号発生手段と、生成した測定信号を被験者の体に投入した際に流れる電流を測定する電流測定手段と、前記被験者の体の所定の表面部位間で発生する電位差を測定する電圧測定手段と、前記電流測定手段によって測定された電流値と前記電圧測定手段によって測定された電圧値とから生体電気インピーダンスを演算する演算手段と、前記被験者の体の所定の表面部位間に圧力を加えることができる加圧手段と、該加圧手段によって加えられた圧力を計測する圧力センサと、を有することを特徴とする電気特性測定装置。

【請求項2】 前記加圧手段によって加えられる圧力を増加させたときに、前記演算手段によって演算される生体電気インピーダンスの増加が飽和し始めるときの前記圧力を細胞外液圧力として測定する細胞外液圧力測定手段を備えることを特徴とする請求項1記載の電気特性測定装置。

【請求項3】 前記演算手段は、前記細胞外液圧力からむくみの度合いを演算することを特徴とする請求項2記載の電気特性測定装置。

【請求項4】 前記信号発生手段は、複数の周波数の測定信号又は10kHz以下の周波数の測定信号を発生することを特徴とする請求項1乃至3いずれかに記載の電気特性測定装置。

【請求項5】 前記細胞外液圧力測定手段は、前記加圧手段によって加えられる圧力が0のときの生体電気アドミッタンス対圧力特性の一次近似直線と、前記加圧手段によって加えられる圧力を増加させたときに、前記生体電気アドミッタンスが飽和した後の生体電気アドミッタンス対圧力特性の一次近似直線との交点の圧力を前記細胞外液圧力とすることを特徴とする請求項2記載の電気特性測定装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、生体電気インピーダンス法に基づいて、被験者の身体のむくみを測定することができる電気特性測定装置に関する。

【0002】

【従来の技術】本発明者は、かつて生体電気インピーダンス測定装置として、M系列信号を使用した装置を出願した（特開平10-14898号公報）。その発明では4端子A/Dコンバートされた信号をフーリエ変換することにより、多くの周波数での生体電気インピーダンスを測定して細胞の内外の水分量情報を算出している。この装置では明細書には記載していないが、信号のSN比を向上させるため、M系列信号を多数回出力させ、各信号の同期加算を行っている。

【0003】以下、その従来技術を説明する。近年、人

間や動物の身体組成を評価する目的で、生体の電気特性に関する研究が行われている。生体の電気特性は、組織又は臓器の種類によって著しく異なっており、例えば、ヒトの場合、血液の電気抵抗率は $150\Omega \cdot \text{cm}$ 前後であるのに対して、骨や脂肪の電気抵抗率は $1 \sim 5\text{k}\Omega \cdot \text{cm}$ もある。この生体の電気特性は、生体電気インピーダンスと呼ばれ、生体の体表面に装着された複数の電極間に微小電流を流すことにより測定される。このようにして得られた生体電気インピーダンスから被験者の体水分分布や体脂肪率、体脂肪量を推計する方法を生体電気インピーダンス法という（「身体組成の評価法としての生体電気インピーダンス法」, Baumgartner, R.N., etc. 著, 「生体電気インピーダンスとその臨床応用」, 医用電子と生体工学, 金井寛著, 20(3) Jun 1982, 「インピーダンス法による体肢の水分分布の推定とその応用」, 医用電子と生体工学, 波江野誠等著, 23(6) 1985, 「インピーダンス法による膀胱内尿量の長時間計測」, 人間工学, 口ノ町康夫等著, 28(3) 1992 等参照）。

【0004】生体電気インピーダンスは、生体中のイオンによって搬送される電流に対する生体の抵抗（レジスタンス）と、細胞膜、組織界面、あるいは非イオン化組織によって作り出される様々な種類の分極プロセスと関連したリアクタンスとから構成される。リアクタンスの逆数であるキャパシタンスは、電圧よりも電流に時間的遅れをもたらす、位相のズレ（フェーズシフト）を作り出すが、この値はレジスタンスに対するリアクタンスの比率の逆正接角（アークタンジェント）、すなわち、電気位相角として幾何学的に定量できる。

【0005】これら生体電気インピーダンス Z 、レジスタンス R 、リアクタンス X 及び電気位相角 ϕ は、周波数に依存している。非常に低い周波数 f_L では、細胞膜と組織界面の生体電気インピーダンス Z は、電気を伝導するには高すぎる。したがって、電気は細胞外液を通してのみ流れ、測定される生体電気インピーダンス Z は純粋にレジスタンス R である。

【0006】次に、周波数が増加するにつれて、電流は細胞膜を貫通するようになり、リアクタンス X が高くなって位相角 ϕ を広げることになる。生体電気インピーダンス Z の大きさは、 $Z^2 = R^2 + X^2$ によって定義されるベクトルの値に等しい。リアクタンス X 及び位相角 ϕ が共に最大になる時の周波数を臨界周波数 f_c といい、伝導導体である生体の1つの電気特性値である。この臨界周波数 f_c を越えると、細胞膜と組織界面が容量性能力を失うようになり、これにつれてリアクタンス X が減少する。非常に高い周波数 f_H では、生体電気インピーダンス Z は、再び純粋にレジスタンス R と等価になる。

【0007】図5は、人体の電氣的等価回路図（等価回路モデル）である。この図において、 C_{mki} は細胞膜容量を表し、 R_{ik} 及び R_e はそれぞれ細胞内液抵抗及び細胞外液抵抗を表している。低い周波数 f_L においては、電

流は主に細胞外スペースを流れており、インピーダンス Z は細胞外液抵抗 R_e に等しくなる。高い周波数 f_H においては、電流は細胞膜を完全に通りになり、細胞膜容量 C_{mk} は、実質的に短絡されているのと等価である。したがって、高い周波数 f_H でのインピーダンス Z は、合成抵抗 $R_i \cdot R_e / (R_i + R_e)$ 、 $(1/R_i = \sum 1/R_{ik})$ に等しい。

【0008】以上説明した方法により、細胞内液抵抗 R_i と細胞外液抵抗 R_e とを求めることができ、これらに基づいて、被験者の除脂肪体重等を推計でき、また、これらの抵抗 R_e 、 R_i の変化により、体水分分布の変化を推計できる。このような各パラメータの測定・推計を任意に選択された複数の周波数の微小正弦波電流を生体に投入し、得られた信号をデジタル信号処理して行う生体電気インピーダンス測定装置としては、特表平6-506854号公報に記載のものが知られている。

【0009】ここで、むくみに関して、従来のむくみを測定する方法として、特開平10-137193号公報に記載されているものがある。この方法によれば、皮膚の表層の誘電率を測定して皮膚表層の水による誘電緩和を求め、それによって皮膚表層の水分濃度を求め、得られた水分濃度を指標としてむくみを評価する。

【0010】また、上述した方法の他に、測定対象部位の周囲長の変化を測定する方法、測定対象部位の体積変化を測定する方法、測定対象部位を触診によって判定する方法、超音波断層撮影法により、体内の器官の大きさの変化を測定する方法等がある。

【0011】

【発明が解決しようとする課題】しかしながら、これらの方法、特に、測定対象部位の周囲長の変化を測定する方法や測定対象部位の体積変化を測定する方法は、被験者におけるむくみの変化を知ることにはできるが、むくみの程度の絶対値を得ることはできない。そのため複数の被験者の間の相互間でむくみの程度を対比することができない。また、触診でむくみを測定する方法では、医師が皮膚の上から指で押し、その後、指を離して元に戻る程度を見て診断する。早く戻ればむくんでいないが、戻りにくい状態の場合はむくんでいると診断される。

【0012】この診断は熟練を要し、特定の者しか判定できない上、診断する医師によっても診断結果にばらつきが生じる。また、前述した方法と同様でむくみの程度を絶対値で評価することができず、他の被験者との間で診断する上で問題がある。本発明はこのような課題に鑑みてなされたものであり、被験者のむくみを高い精度で定量的に測定することができる電気特性測定装置を提供することを目的とする。

【0013】

【課題を解決するための手段】本発明の電気特性測定装置は、測定信号を生成する信号発生手段と、生成した測定信号を被験者の体に投入した際に流れる電流を測定す

る電流測定手段と、前記被験者の体の所定の表面部位間で発生する電位差を測定する電圧測定手段と、前記電流測定手段によって測定された電流値と前記電圧測定手段によって測定された電圧値とから生体電気インピーダンスを演算する演算手段と、前記被験者の体の所定の表面部位間に圧力を加えることができる加圧手段と、該加圧手段によって加えられた圧力を計測する圧力センサと、を有するものである。

【0014】また、前記加圧手段によって加えられる圧力を増加させたときに、前記演算手段によって演算される生体電気インピーダンスの増加が飽和し始めるときの前記圧力を細胞外液圧力として測定する細胞外液圧力測定手段を備えることで、測定者の主観によらない客観的なむくみの評価をすることができる。

【0015】さらに、前記演算手段は、前記細胞外液圧力からむくみの度合いを演算することで、直接むくみの度合いを知ることができる。また、前記信号発生手段は、複数の周波数の測定信号又は10kHz以下の周波数の測定信号を発生することで、被験者に必要以上に大きな電流を流さずに正確な測定をすることができる。

【0016】また、前記細胞外液圧力測定手段は、前記加圧手段によって加えられる圧力が0のときの生体電気アドミタンス対圧力特性の一次近似直線と、前記加圧手段によって加えられる圧力を増加させたときに、前記生体電気アドミタンスが飽和した後の生体電気アドミタンス対圧力特性の一次近似直線との交点の圧力を前記細胞外液圧力とすることで、さらに客観的かつ正確な測定をすることができる。ここで、インピーダンスはアドミタンスの逆数であるから、例えばインピーダンスが増加とはアドミタンスが減少の意味でも用いる。

【0017】

【発明の実施の形態】以下、本発明の一実施の形態を図面を参照して詳細に説明する。本発明を生体電気インピーダンス測定装置に用いた場合について詳細に説明する。図1は、この測定装置の電氣的構成を示すブロック図である。この例の生体電気インピーダンス測定装置は、図1に示すように、キーボード1と、被験者の体Bにプローブ電流 I_a を測定信号として送出し、これにより被験者の体Bから得られる電圧電流情報をデジタル処理するための測定処理部2と、装置各部を制御すると共に、測定処理部2の処理結果に基づいて人体の生体電気インピーダンスから時定数やむくみの程度等の数量を算出するためのCPU（中央演算処理装置）3と、このCPU3によって算出された被験者の体Bの生体電気インピーダンスやむくみの程度等を表示するための表示部4と、CPU3の処理プログラムを記憶するROM6と、各種データ（例えば、被験者の身長、体重、性別、細胞外液や細胞内液の量等）を一時記憶するデータ領域及びCPU3の作業領域が設定されるRAM5と、むくみを測定すべき患者の四肢に装着され、その四肢の部分に圧

力を送り、また、その圧力を解放するカフ7と、カフ7の圧力を監視する圧力センサ8と、カフ7に空気を送るポンプ9と、から概略構成されている。

【0018】上記キーボード1は、測定者が測定開始を指示するための測定開始スイッチや、被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を入力したり、全測定時間Tや測定間隔t等を測定目的に応じて設定／設定変更するための各種キーから構成されており、キーボード1から供給される各キーの操作データは、図示しないキーコード発生回路でキーコードに変換されてCPU3に供給される。

【0019】また、上記測定処理部2は、PIO（パラレル・インタフェース）71、測定信号発生器72、ローパスフィルタ（以下、LPFという）73、カップリングコンデンサ74及び身体の所定の部位に貼り付けられる表面電極Hcからなる出力処理回路と、同じく身体の所定の部位に貼り付けられる表面電極Hp、Lp、Lc、カップリングコンデンサ80a、80b、90、差動増幅器81、I/V変換器（電流／電圧変換器）91、アナログのアンチエイリアシングフィルタからなるLPF82、92、A/D変換器83、93及びサンプリングメモリ（リングバッファ）84、94からなる入力処理回路とから構成されている。

【0020】測定処理部2において、測定信号発生器72は、出力抵抗が発生する信号周波数のすべての領域にわたって10kΩ以上であり、全測定時間Tの間、所定の周期tで、PIO71を介してCPU3から信号発生指示信号が供給される度に、最長線形符号（maximal linear codes）系列（M系列）のプロープ電流Iaを所定回数繰返し生成し、生成されたプロープ電流Iaを測定信号として、その高周波のノイズを除去するLPF73及び被験者の体Bに直流分が流れないように除去するカップリングコンデンサ74を介して、表面電極Hcに送出する。プロープ電流Iaの値は、例えば、500～800μAである。また、信号発生指示信号の供給周期は、測定者がキーボード1を用いて設定した測定間隔tに一致する。さらに、この例では、プロープ電流（測定信号）Iaの繰返回数は、信号発生指示信号1回当たり、1～256回である。この繰返回数も測定者がキーボード1を用いて任意に設定できるようにしてもよい。繰返回数は、多いほど精度が高くなるが、微小電流とは言え、長時間連続して人体に流した場合、人体に悪影響を及ぼす虞があるので、1～256回が好ましい。

【0021】ここでM系列信号について説明する。M系列信号は、スペクトラム拡散通信方式やスペクトラム拡散測距システムにおいて、一般的に用いられる符号信号であって、ある長さのシフトレジスタ又は遅延素子によって生成される符号系列のうち、最長のものをいう。長さが $(2^n - 1)$ ビット（nは正の整数）のM系列信号を生成する2値のM系列発生器は、n段のシフトレジ

スタと、そのn段の状態の論理的結合をシフトレジスタの入力に帰還する論理回路（排他的論理回路）とから構成される。あるサンプル時刻（クロック時刻）におけるM系列発生器の出力及び各段の状態は、直前のサンプル時刻における帰還段の出力の関数である。なお、この実施の形態では、シフトレジスタが8段（n=8）のM系列発生器を用いている。また、シフトレジスタのシフトクロックの周波数を2MHzに設定している。

【0022】インパルス信号を用いた場合には少ない時間間隔（0.1μ秒）にエネルギーが集中するのに対して、M系列信号を用いたプローブ電流は、多くの周波数成分を含むにもかかわらず1msec程度にエネルギーが分散するため、生体を損傷することなく、また、脈や呼吸の周期より十分に短い時間間隔で発生するので、時間的に測定値を平均すればこれらの影響を受けることもない。さらに、例えば、デューティ50%の矩形波信号の場合、周波数スペクトルの振幅は低周波では大きく、高周波で小さいので、SN比の周波数特性が高周波領域で劣化するのに対して、M系列信号は、周波数スペクトルの振幅が全周波数領域にわたって略フラットであるので、SN比の周波数特性も略フラットである。なお、M系列信号の詳細については、R.C.Dixon 著、「スペクトラム拡散通信方式」（p56～p89）を参照されたい。

【0023】図2は、本実施の形態の電気インピーダンス測定装置の使用の状態を模式的に示す図である。本実施の形態では、被験者の右足のふくらはぎのむくみを測定する場合について説明する。カフ7を測定すべき部位に巻き付け、固定する。表面電極Hc（第1電極）は、測定時、被験者の右の足に導電可能に粘着方式により貼り付けられ、表面電極Lc（第2電極）は、カフ7をはさんでその反対側に粘着方式により導電可能に貼り付けられる。それゆえ、測定信号（プロープ電流）Iaは、被験者の右足の部分から体Bに入る。

【0024】また、表面電極Hp（第3電極）は、被験者の右の足で表面電極Hcの内側に粘着方式により、導電可能に貼り付けられ、表面電極Lp（第4電極）は、右の足の表面電極Lcの内側に粘着方式により導電可能に貼り付けられる。したがって、表面電極Hc、Lcを、表面電極Hp、Lpの外側に貼り付ける。上記各表面電極Hp、Lp、Hc、Lcは、測定用ケーブル10によって生体電気インピーダンス測定装置100に接続されている。

【0025】次に測定信号処理について説明する。カフ7に空気ポンプ9によって空気を送り、測定すべき部位に圧力（外力）を加える。このとき加える圧力と共に測定される生体電気インピーダンスが変化するが、次第に変化が緩慢になって、やがていくら圧力を高くしても生体電気インピーダンスが変化しなくなる。その圧力を高めていった際に生体電気インピーダンスの変化が飽和し

始めるところの圧力を演算する。

【0026】図1に示す差動増幅器81は、2つの表面電極H_p、L_p間の電位（電位差）を検出する。すなわち、差動増幅器81は、上記プローブ電流I_aが被験者の体Bに投入されると、被験者の右足の電圧V_pを検出し、LPF82へ入力することになる。この電圧V_pは、表面電極H_pと表面電極L_pとの間における被験者の体Bの生体電気インピーダンスによる降下電圧である。

【0027】LPF82は、上記電圧V_pから高周波のノイズを除去し、A/D変換器83へ供給する。LPF82のカットオフ周波数は、A/D変換器83のサンプリング周波数の半分より低い。これにより、A/D変換器83によるA/D変換処理で発生する折り返し雑音が除去される。A/D変換器83は、CPU3からデジタル変換信号S_dが供給される度に、上記ノイズが除去された電圧V_pを所定のサンプリング周期でデジタル信号に変換し、デジタル化された電圧V_pをサンプリング周期毎にサンプリングメモリ84へ供給する。

【0028】次に、表面電極L_cは、図2に示すように、被験者の右の足に粘着方式により貼り付けられる。表面電極H_cとカップリングコンデンサ90（図1参照）との間には、2重シールド線である測定用ケーブル10で接続されている。I/V変換器91は、2つの表面電極H_c、L_c間に流れる電流を検出して電圧に変換する。すなわち、I/V変換器91は、プローブ電流I_aが被験者の体Bに投入されると、被験者の右足間を流れるプローブ電流I_aを検出し、電圧V_cに変換した後、LPF92へ供給する。

【0029】LPF92は、入力された電圧V_cから高周波のノイズを除去し、A/D変換器93へ供給する。LPF92のカットオフ周波数は、A/D変換器93のサンプリング周波数の半分より低い。この場合も、A/D変換器93によるA/D変換処理で発生する折り返し雑音が除去される。A/D変換器93は、CPU3からデジタル変換信号S_dが供給される度に、上記ノイズが除去された電圧V_cを所定のサンプリング周期でデジタル信号に変換し、デジタル化された電圧V_cをサンプリング周期毎にサンプリングメモリ94へ供給する。

【0030】CPU3は、ROM6に記憶された処理プログラムに従って、上述した測定処理部2による測定を開始し、所定のサンプリング周期で、検出電圧V_p、V_cを所定の回数サンプリングした後、測定を停止する制御を行う他、以下の処理を行う。すなわち、CPU3は、まず、サンプリングメモリ84、94に格納された、時間の関数である電圧V_p、V_cを逐次読み出してそれぞれフーリエ変換処理により、周波数の関数である電圧V_p(f)、V_c(f)（fは周波数）に変換した後、平均化を行い、周波数毎の生体電気インピーダンスZ(f) {=V_p(f)/V_c(f)}を算出する。

【0031】次に、CPU3は、得られた周波数毎の生体電気インピーダンスZ(f)に基づいて、最小二乗法の演算手法を駆使して、図3に示されるようなインピーダンス軌跡Dを求め、得られたインピーダンス軌跡Dから、被験者の体Bの周波数0時の生体電気インピーダンスR₀と、周波数無限大時の生体電気インピーダンスR_∞とを算出し、算出結果から、被験者の体Bの細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する。

【0032】実際の人体の組織では、色々な大きさの細胞が不規則に配置されているので、実際に近い電氣的等価回路は、時定数τ=C_{mk}・R_{ik}を有する容量と抵抗との直列接続素子が分布している分布定数回路で表される（図5：R_eは細胞外液抵抗、R_{ik}は各細胞の細胞内液抵抗、C_{mk}は各細胞の細胞膜容量である）。したがって、人体のインピーダンス軌跡Dは、図3に示すように中心が実軸より上がった円弧となる。

【0033】図4は、生体電気アドミッタンス対圧力特性を表す図である。カフ7に空気を送り続けると細胞外液が次第に締め出される。その結果、細胞外液抵抗が上がりインピーダンスが変わる。図中Y_eは、細胞外液アドミッタンス（低周波のアドミッタンス）であり、細胞外液抵抗Rの逆数、すなわちY_e=1/R_eである。カフ7を介して圧力Pをかけることにより細胞外液は加圧部分の外に排出され、Y_eは減少する。さらに圧力を加え続けると、ある時点（図4中、Q）で細胞外液のほとんどすべてが、圧力が加えられている部分の外部に押し出されて、Y_eは変化しなくなる（図4中P_eの部分）。このP_eの値を細胞外液圧としてむくみを判定評価する。

【0034】すなわち、細胞外液が少ない正常の場合は細胞外液圧P_eの値が小さいが、加圧によって押し出される細胞外液が多ければ、それを押し出すのに必要な細胞外液圧P_eの値は大きくなり、この細胞外液圧P_eはむくみ判定評価の対象となる。

【0035】従来はカフ圧力をかけてから開放した後には生体電気インピーダンスが元に戻る時間を定性的に観察することにより細胞外液量を推定してむくみを判定していた。本発明では、加圧しながら、細胞外液アドミッタンスY_e=1/R_eを測定し、このY_eが一定になったときの細胞外液圧P_eを測定して、その値によりむくみを評価する。

【0036】上記構成の生体電気インピーダンス測定装置100を用いる場合には、まず、測定に先だって、カフ7を測定すべき部位に巻き付け、固定する。表面電極H_c（第1電極）は、測定時、被験者の右の足に導電可能に粘着方式により貼り付けられ、表面電極L_c（第2電極）は、カフ7をはさんでその反対側に粘着方式により導電可能に貼り付けられる。

【0037】また、表面電極H_p（第3電極）は、被験者の右の足で表面電極H_cの内側に粘着方式により、導

電可能に貼り付けられ、表面電極 L_p （第4電極）は、右の足の表面電極 L_c の内側に粘着方式により導電可能に貼り付けられる。次に、測定者（又は被験者自身）が、生体電気インピーダンス測定装置100のキーボード1を用いて、被験者の身長、体重、性別及び年齢等の人体特徴項目を入力するとともに、測定開始から測定終了までの全測定時間 T や測定間隔 t 等を設定する。キーボード1から入力されたデータ及び設定値は、RAM5に記憶される。

【0038】次に、測定者（又は被験者自身）がキーボード1の測定開始スイッチをオンにすると、CPU3は、まず、所定の初期設定を行った後、測定処理部2の測定信号発生器72に信号発生指示信号を送出する。その後、カフ7に空気ポンプ9によって空気を送る。

【0039】これにより、測定信号発生器72が、M系列のプロローブ電流 I_a を所定回数繰り返して生成し、測定信号としてLPF73、カップリングコンデンサ74、2重シールド線である測定用ケーブル10を介して、被験者の足に貼り付けられた表面電極 H_c （図2参照）に送出するので、500～800 μA の測定信号 I_a が、表面電極 H_c から被験者の体Bを流れ、最初の測定が開始される。

【0040】測定信号 I_a が被験者の体Bに投入されると、測定処理部2の差動増幅器81において、表面電極 H_p 、 L_p が貼り付けられた右足で生じた電圧 V_p が検出され、LPF82を経て、A/D変換器83へ供給される。一方、I/V変換器91では、表面電極 H_c 、 L_c が貼り付けられた右足を流れるプロローブ電流 I_a が検出され、電圧 V_c に変換された後、LPF92を経てA/D変換器93へ供給される。このとき、CPU3からは、サンプリング周期毎にA/D変換器83、93に対してデジタル変換信号 S_d が供給される。

【0041】A/D変換器83では、デジタル変換信号 S_d の供給を受ける度に、電圧 V_p をデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ84へ供給する。サンプリングメモリ84は、デジタル化された電圧 V_p を順次記憶する。一方、A/D変換器93では、デジタル変換信号 S_d の供給を受ける度に、電圧 V_c をデジタル信号に変換し、サンプリングメモリ94へ供給する。サンプリングメモリ94は、デジタル化された電圧 V_c を順次記憶する。

【0042】CPU3は、プロローブ電流（測定信号） I_a の繰返回数が、予め設定された回数に達すると、測定を停止する制御を行った後、まず、サンプリングメモリ84、94に格納された、時間の関数である電圧 V_p 、 V_c を逐次読み出してそれぞれフーリエ変換処理により、周波数の関数である電圧 $V_p(f)$ 、 $V_c(f)$ （ f は周波数）に変換した後、平均化を行って、周波数毎の生体電気インピーダンス $Z(f)$ （ $=V_p(f)/V_c(f)$ ）を算出する。

【0043】次に、CPU3は、算出された周波数毎の上記生体電気インピーダンス $Z(f)$ に基づいて、最小二乗法の演算手法により、カーブフィッティングを行い、図3に示されるようなインピーダンス軌跡 D を求め、得られたインピーダンス軌跡 D から、被験者の体Bの周波数0時の生体電気インピーダンス R_0 と、周波数無限大時の生体電気インピーダンス R_∞ （インピーダンス軌跡 D の円弧がX軸と交わる点のX軸座標値に相当）とを算出し、算出結果から、被験者の体Bの細胞内液抵抗と細胞外液抵抗とを算出する。

【0044】この2つの値を算出した後、前に詳述したように、図4に示すような変化に基づいた細胞外液圧 P_e を算出する。次に、CPU3は、全測定時間 T が経過したか否かを判断し、経過したとの結論が得られれば、以後の測定処理を終了し、経過していなければ、測定間隔に相当する時間 t が経過するのを待った後、再び同様の測定処理を開始する。そして、上述の処理を、全測定時間 T が経過するまで繰り返す。

【0045】また、この例の構成によれば、プロローブ電流 I_a として、多くの周波数成分を含むにもかかわらず1msec程度にエネルギーが分散し、しかも、周波数スペクトルの振幅が全周波数領域にわたって略フラットなM系列信号を用いているので、体脂肪の状態や体内水分分布の測定において、生体を損傷することもなく、また、呼吸や脈による影響を取り除くことができ、全周波数領域にわたってSN比のよい計測が可能である。さらに、測定信号は、シフトレジスタ及び複数個の論理回路のみから生成でき、構成が非常に簡単になる。

【0046】また、最小二乗法によるカーブフィッティングの手法を用いて、周波数無限大時の生体電気インピーダンスが求められるので、浮遊容量や外来ノイズの影響を回避でき、細胞膜の容量成分を含まず、純粋な細胞外液抵抗と細胞内液抵抗とを求めることができる。以上、この発明の実施の形態を図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこれらの実施の形態に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計の変更等があってもよい。

【0047】算出する生体電気パラメータは、上記生体電気インピーダンス又は生体電気アドミタンス、並びにこれらの一部であってもよい。また電極の取付箇所は、手や足には限定されない。また、M系列発生器を構成するシフトレジスタや論理回路は、ハードウェア構成であると、ソフトウェアである構成とを問わない。

【0048】さらに、測定信号の周波数は複数でなくても、10kHz以下の低周波数であれば細胞外液抵抗を精度良く測定することができる。また、図4に示す生体電気アドミタンス対圧力特性において、カフによって加えられる圧力が0のときの生体電気アドミタンス対圧力特性の一次近似直線と、カフによって加えられる圧力を増加させたときに、生体電気アドミタンスが飽和し

た後の生体電気アドミッタンス対圧力特性の一次近似直線との交点の圧力を細胞外液圧力とすれば、さらに客観的かつ正確な測定をすることができる。

【0049】また、上述の実施の形態では、人体特徴項目として、被験者の身長、体重、性別及び年齢を入力する場合について述べたが、必要に応じて、人種等の項目を付加してもよい。算出された人体の生体電気パラメータをプリンタに出力するようにしてもよい。さらに、脈波センサや呼吸の周期を検出できるセンサを人体に貼り付け、各センサの出力信号により、測定タイミングを設定するようにしてもよい。

【0050】

【発明の効果】以上説明したように、本発明によれば、被験者の体の所定の表面部位間に加圧手段によって圧力を加え、このとき演算された生体電気インピーダンスに基づいて演算された物理量の変化、すなわち、圧力手段により圧力を加えたときに細胞外液抵抗の値が変化しなくなったときの圧力の値によってむくみを評価判定するため被験者のむくみを高い精度で定量的に測定することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明の一実施の形態である電気インピーダンス測定装置の電気的構成を示すブロック図である。

【図2】本実施の形態の電気インピーダンス測定装置の使用の状態を模式的に示す図である。

【図3】本実施の形態による人体のインピーダンス軌跡を示す図である。

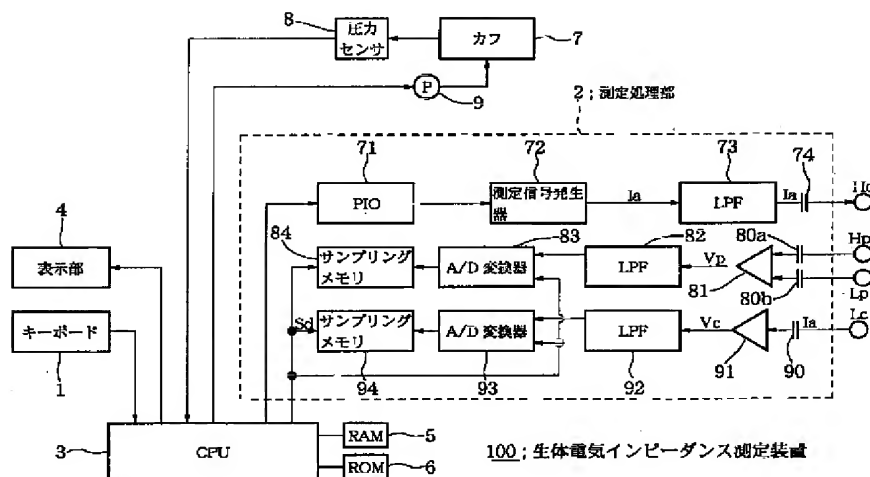
【図4】生体電気アドミッタンス対圧力特性を表す図である。

【図5】人体の組織内細胞を表す電気的等価回路図である。

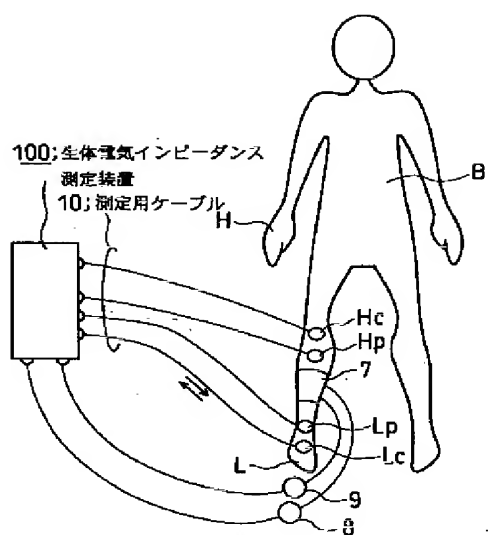
【符号の説明】

- 1 キーボード
- 3 CPU (演算手段)
- 4 表示部
- 7 カフ
- 8 圧力センサ
- 9 空気ポンプ
- 10 測定用ケーブル
- 72 測定信号発生器 (信号発生手段の一部)
- 73 LPF (信号発生手段の一部)
- 81 差動増幅器 (電圧測定手段の一部)
- 82 LPF (電圧測定手段の一部)
- 84, 94 サンプリングメモリ
- 91 I/V変換器 (電流測定手段の一部)
- 92 LPF (電流測定手段の一部)
- 100 生体電気インピーダンス測定装置 (電気特性測定装置)
- Hc 表面電極
- Lc 表面電極
- Hp 表面電極
- Lp 表面電極

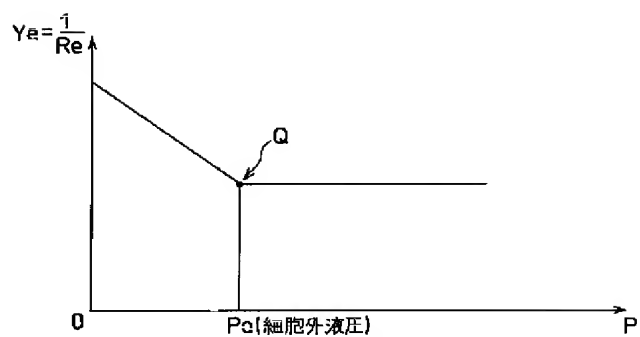
【図1】



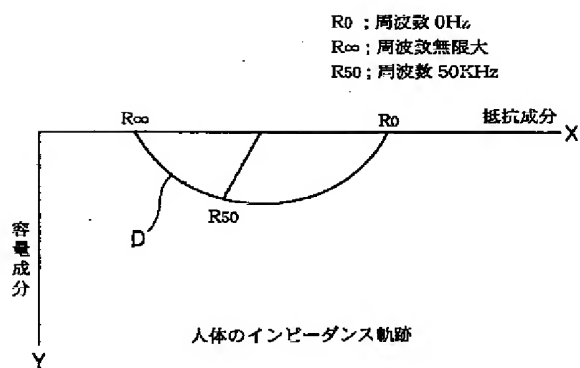
【図2】



【図4】



【図3】



【図5】

